

文章编号:1000-582X(2011)03-089-05

# 超声成像系统的动态孔径控制方法

王平,许琴,王伟明,何为,陈民铀

(重庆大学输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室,重庆400044)

**摘要:**动态孔径控制技术是超声成像系统的一个重要环节,良好的动态孔径控制技术能够有效地改善图像质量。在深入分析超声信号的合成波束分布规律的基础上,提出一种能够消除聚焦波束扫描死区的动态孔径控制方法。该方法根据探头阵元数对探测区域进行均匀的区域分割,计算得到完全覆盖相邻两条扫描线之间区域的聚焦波束在该深度下所需的波束宽度,再根据不同探测深度的波束宽度反推该深度下所需的孔径大小。该方法不受探头参数特性改变,以及探测对象变化的影响,在超声成像系统具有普遍适用性。仿真成像表明:采用该动态孔径控制方法能够有效提高超声图像的整体质量。

**关键词:**超声成像;波束合成;动态孔径;半功率点

**中图分类号:**TB553

**文献标志码:**A

## The method of dynamic aperture control technology based on ultrasound imaging system

WANG Ping, XU Qin, WANG Wei-ming, HE Wei, CHEN Min-you

(State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China)

**Abstract:** Dynamic aperture control technology is one of the most important parts in ultrasonic imaging system. Excellent control technology of dynamic aperture can effectively improve the quality of ultrasonic imaging. Based on deep analysis of ultrasonic beam distribution, a control method for dynamic aperture which can eliminate the scanning dead zone of focused beam is presented. The detection region is even divided according to the number of probe array elements. The desired focused beam width is calculated between the next two scan lines at different depths, and then according to the beam width, the required aperture size for different depths is determined. The method is not affected by the probe parameters or detection objects, and it can be widely employed in ultrasonic imaging system. The simulation experiments indicate that the proposed method can effectively improve the whole quality of ultrasonic imaging.

**Key words:** ultrasonic imaging; beamforming; dynamic aperture; half-power point

在超声成像系统领域,波束合成技术长期以来一直都是研究的热点<sup>[1-3]</sup>,而波束合成技术的好坏直接影响最终的超声成像质量。波束合成技术主要包括聚焦技术、幅度变迹和动态孔径技术<sup>[4-5]</sup>。其中动

态孔径技术是关键的技术环节之一,合理有效的动态孔径控制具有以下优点:

1)减小最大延时量。因为阵列换能器的接收子阵中,边缘阵元与中心阵元之间的延迟量近似与孔

收稿日期:2010-09-26

基金项目:广东省教育部产学研结合项目(2008B090500272);中央高校基本科研业务费资助项目(CDJZR11150004)

作者简介:王平(1976-),男,重庆大学博士,主要从事数字超声影像系统的研究与设计,(E-mail)cqu\_dq@163.com。

径的平方成正比,为限制聚焦系统的最大延迟量,要求在近场区域使用较小的接收子阵,减少接收阵元数;在远场使用较大的子阵,提高接收灵敏度。

2) 增加近场区的焦区深度。因为在弱聚焦时可增加焦区深度,在动态电子聚焦的条件下,每个焦点应有一定的焦区深度,以便在改变焦距时,允许接收聚焦电路有一定的过渡时间,减小过渡过程所引起的干扰。因此,即使在近场区,也不应采用过强的聚焦( $F/D$  值不要太小),这也要求使用较小的孔径。

3) 减小时间增益控制(TGC)的控制范围。在近场区使用小孔径接收,而在远场区使用大孔径接收,在一定程度上减小了因人体组织对超声波的衰减而引起的远近场反射信号之间的巨大差异。远近场孔径比通常可以达到 3 倍左右,这就使 TGC 的控制范围可减小 10 dB 左右<sup>[6-8]</sup>。

目前通过理论计算公式来精确计算孔径随深度变化的关系鲜有报道。在工程实现中,主要是通过人工方法进行反复的实验去修正、调整动态孔径的控制参数,从而达到提高超声图像质量的目的。通过实验测试方法来确定动态孔径的控制是一件非常机械而繁琐的工作<sup>[9-10]</sup>。

因此,为了快速得到超声系统的动态孔径控制参数,有效消除聚焦波束扫描死区,笔者提出一种基于波束宽度反推对应深度所需孔径的动态孔径控制方法。

## 1 基本原理

所谓动态孔径,就是在接收模式下,当接收近场的回波信号时,只有少数位于中心的阵元开启,其他边缘阵元处于关闭状态,随着接收深度的增加,与中心阵元相对应的边缘阵元逐步打开,越来越多的接收阵元开启,接收孔径逐渐增大,直到深度增加到最大,所有接收阵元都开启<sup>[6-8]</sup>,这个过程如图 1 所示。

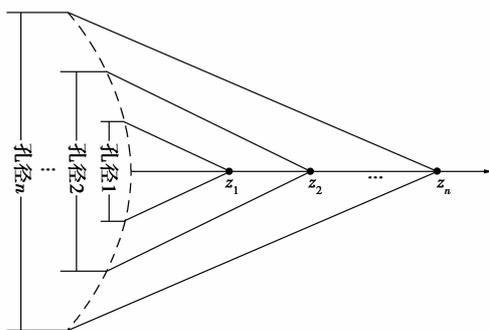


图 1 动态孔径控制示意图

笔者以有无动态孔径控制技术的聚焦波束对比图 2 来说明该方法的实现过程。以凸阵探头为例,

扫描方式为顺序扫描方式(扫描线间距为阵元间距),接收模式为逐点聚焦。

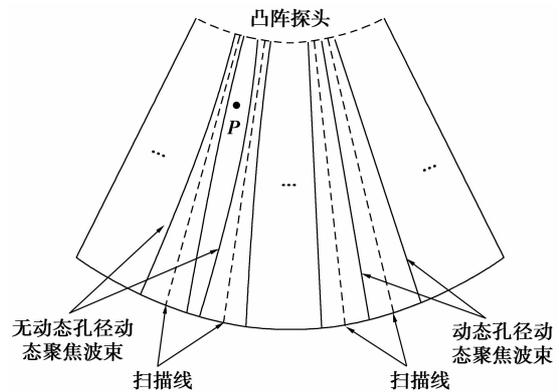


图 2 有无动态孔径技术的聚焦波束对比

聚焦波束宽度在图 2 中定义为:以相对波束主极大的轴线方向(扫描线方向),合成波束幅值向两边下降 3 dB(半功率点)时所对应的宽度,该宽度也是超声成像系统的横向分辨率。从图 2 可以看出,对于无动态孔径技术的动态聚焦波束,虽然其波束宽度在整个接收深度内都较小,分辨率较高,但不能较好地配合顺序扫描方式的超声成像,两条相邻扫描线之间有部分区域没能被聚焦波束覆盖,该区域称为聚焦波束死区。如果在该死区存在反射点  $P$  时,则不能被完全检测。引入动态孔径技术之后,通过合理控制孔径的开启速率,可以形成基本完全覆盖相邻两扫描线之间区域的聚焦波束,消除死区。虽然该方法增加了波束宽度,降低了分辨率,但是它能够更好地配合顺序扫描方式的超声成像,提高图像的整体质量。

图 2 中通过动态孔径技术得到的动态聚焦波束,其宽度能否更宽,回答是否定的,如果进一步增加波束宽度,虽然能够提高死区位置点的检测能力,但是却会导致图像横向分辨率的降低,可能导致死区位置的点被相邻两条扫描线扫描时重复检测,波束宽度增加情况严重,更有可能导致相邻两条扫描线上同一深度的点都不能分辨,因此图 2 中所示动态孔径控制方法对应的动态聚焦波束宽度是极限值,对应最大的图像检测能力。

## 2 动态孔径实现

基于上述动态孔径原理的分析,实现动态孔径技术的方法分为 2 个步骤:

1) 根据探头阵元数,对超声图像进行均匀的区域分割,计算得到完全覆盖相邻两条扫描线之间区

域的聚焦波束在不同深度下对应所需的波束宽度。

2) 根据不同探测深度的波束宽度反推该深度下所需的孔径大小。

以凸阵探头为例来说明动态孔径技术的实现过程如图3所示。凸阵探头曲率半径为 $R$ , 阵元间距为 $d$ , 扫描线上有 $m$ 个接收焦点 $F_1, F_2, \dots, F_m$ , 每个焦点对应的深度为 $Z_1, Z_2, \dots, Z_m$ , 每个深度对应波束宽度为 $b_1, b_2, \dots, b_m$ 。根据动态孔径的上述控制方法, 有等式(1)成立:

$$\frac{d}{R} = \frac{b_1}{R+Z_1} = \frac{b_2}{R+Z_2} = \dots = \frac{b_m}{R+Z_m} \quad (1)$$

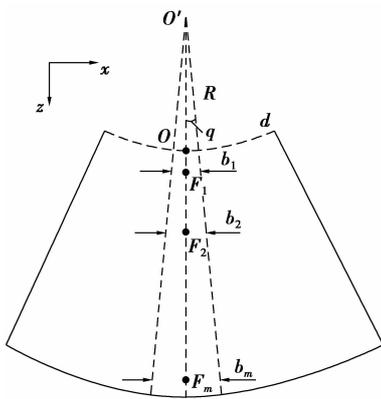


图3 动态孔径技术实现过程示意图

通过式(1)可以计算出不同焦点(深度)处波束宽度。由此, 问题转化为如何控制接收阵元通道的逐渐开启速度, 使得超声信号形成的波束宽度在焦点 $F_1, F_2, \dots, F_m$ 处依次为 $b_1, b_2, \dots, b_m$ 。

离散阵型的换能器归一化指向性函数(直角坐标形式)为公式(2)<sup>[7,13]</sup>。

$$D(x, z) = \frac{\left| \sum_{i=1}^N \tilde{A}_i \exp(-j\Delta\varphi_i) \right|}{\left| \sum_{i=1}^N \tilde{A}_i \right|} \quad (2)$$

将式(2)结合笔者的动态孔径控制方法, 并且将合成波束幅值按波束主极大(扫描线)方向作归一化, 即 $D(0, z) = 1$  (0 dB), 可以得到计算阵元开启个数的式(3)。

$$D\left(\frac{b_k}{2}, Z_k\right) = \frac{\left| \sum_{i=1}^{N_k} \tilde{A}_i \exp(-j\Delta\varphi_i) \right|}{\left| \sum_{i=1}^{N_k} \tilde{A}_i \right|} = 0.707 (-3 \text{ dB}), \quad (3)$$

式中: $\tilde{A}_i$ 为离散阵第 $i$ 个阵元的响应复振幅; $\Delta\varphi_i$ 为第 $i$ 个阵元在计算点与焦点的声波相位差, $k=1,$

$2, \dots, m$ ;  $N_k$ 为深度 $Z_k$ 处对应的阵元开启个数, 一般采用计算机迭代法进行求解。以实际凸阵探头为例, 相关计算参数设定如下:

超声声速 $c=1540$  m/s;

阵元间距 $d=0.78$  mm;

探头的曲率半径 $R=60$  mm;

脉冲中心频率 $f_c=3.5$  MHz;

探测深度范围为20~200 mm内;

聚焦扫描线上均匀取10个计算深度 $Z_1=20,$   
 $Z_2=40, \dots, Z_{10}=200$ , 单位为mm。

通过式(3)计算可以得到阵元通道开启个数 $N_k$ 随深度变化的关系如图4所示。

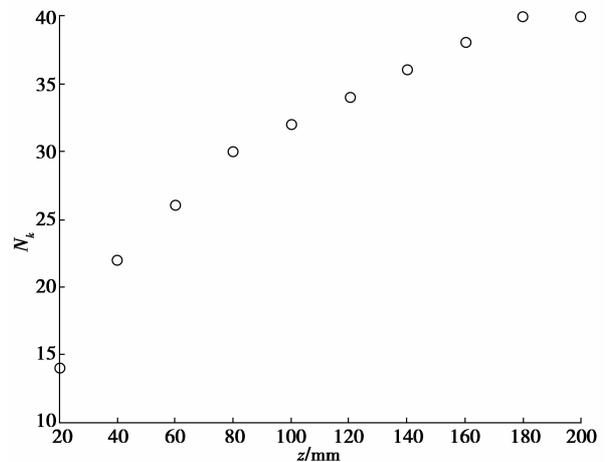


图4 孔径开启个数 $N_k$ 随深度变化

### 3 仿真成像

为了验证提出的动态孔径控制方法的有效性, 仿真成像采用丹麦理工大学快速超声成像(FUI)实验室提供的Field II<sup>[11-12]</sup>仿真平台来实现。Field II是基于线性系统空间相应原理, 它的仿真效果与实际成像很接近, 已被国际上广泛认同为仿真超声系统的标准<sup>[14-17]</sup>。

Field II仿真参数为:

阵元总数 $N=64$ ;

声速 $c=1540$  m/s;

阵元间距 $d=0.78$  mm;

探头的曲率半径 $R=60$  mm;

脉冲中心频率 $f_c=3.5$  MHz;

顺序扫描成像方式;

发射与接收焦点都在扫描线上;

发射焦点深度为120 mm;

接收焦点深度为20, 40, ..., 200 mm。

假设探测环境存在 6 个全反射点  $M_1, M_2, M_3, N_1, N_2, N_3$ 。其中  $M_1, M_2, M_3$  位于中心扫描线上,  $N_1, N_2, N_3$  位于死区线上, 与中心扫描线的夹角为  $5.85^\circ$ 。其中  $M_1, N_1$  深度为 60 mm,  $M_2, N_2$  深度为 120 mm,  $M_3, N_3$  深度为 180 mm, 如图 5 所示。

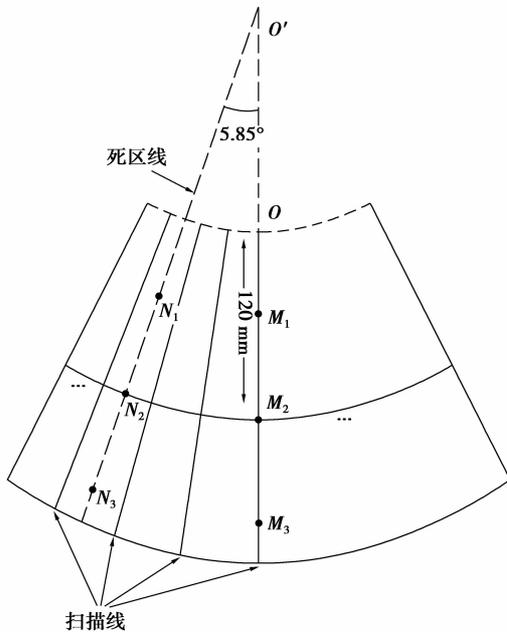


图 5 仿真实验探测对象示意图

通过声场计算可以得到如图 6 所示死区线上有无动态孔径控制的声场随深度的分布情况。随着探测深度的增加, 无动态孔径控制所对应的声场分布衰减很严重, 而采用笔者的动态孔径控制方法, 随着孔径逐步扩大, 对应的声场分布呈缓慢下降到  $-3$  dB。

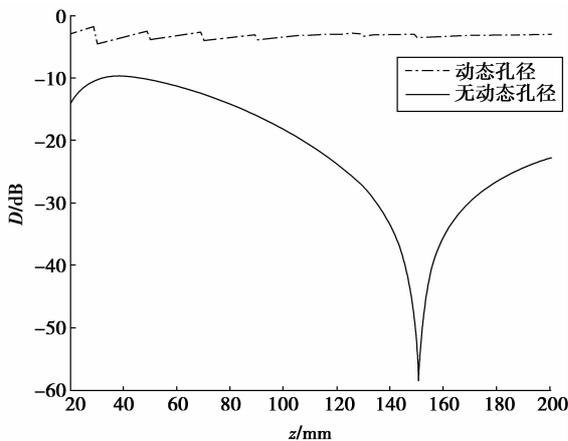


图 6 死区线上声场随深度分布对比

图 7 是在 Field II 程序下得到超声仿真成像图。横坐标为某条扫描线相对中心扫描线之间的夹角角度, 纵坐标为探测深度。

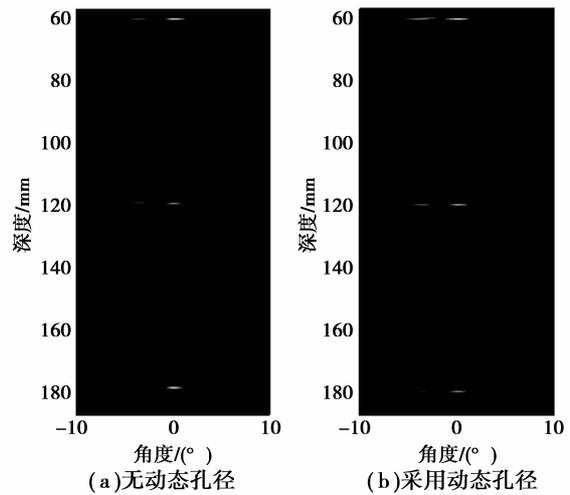
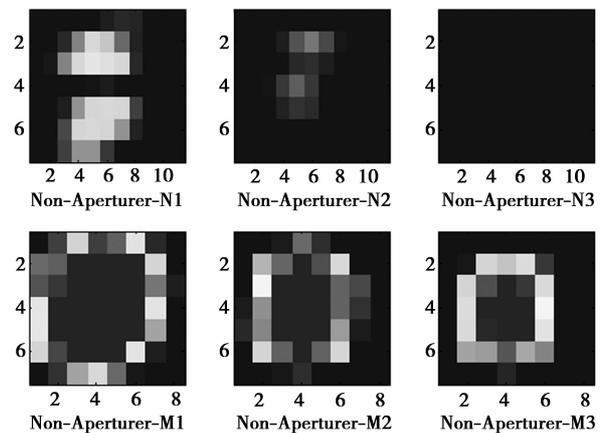
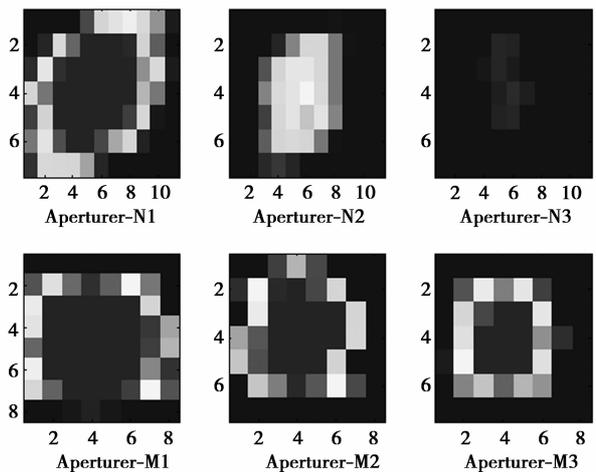


图 7 基于 Field II 程序超声仿真成像示意图



(a) 无动态孔径时各反射点的成像细节图



(b) 采用动态孔径时各反射点的成像细节图

图 8 有无动态孔径反射点成像细节图

在图 7-8 中, 图(a)是没有采用动态孔径的成像效果, 图(b)是采用本文提出的动态孔径控制方法的成像效果。由于  $M_1, M_2, M_3$  位于中心扫描线上, 无论是否使用动态孔径技术都能够明显观察到, 而对

位于死区线上的  $N_1, N_2, N_3$  点,无动态孔径技术时基本不能检测到该点,使用笔者提出的动态孔径控制方法能够有效地检测出来。另外从图 8 可以看出成像效果随着深度的增加都会变差。但总体来看,笔者所提出的方法成像效果更好。

由于合成波束在波束主极大方向(扫描线)上具有最大幅值,其幅值会向两侧减小。在扫描线两侧死区位置的点,例如图 7 中的  $N_1, N_2, N_3$  点,无动态孔径技术时,波束的幅度值由扫描线向两侧衰减较快,导致聚焦波束不能覆盖到该点,使得该点基本不能被检测;而使用了动态孔径技术后,波束的幅度值由扫描线向两侧减小较慢,使得聚焦波束能够覆盖到  $N_1, N_2, N_3$  点,因而能够检测到死区位置的点。

#### 4 结 语

笔者提出了一种根据波束宽度反推对应深度所需孔径的动态孔径控制方法。通过理论计算及仿真成像表明:该方法能够更好地配合超声成像系统的顺序扫描方式,最大限度地改善聚焦波束的宽度,消除聚焦死区,提高超声系统图像的整体质量。

#### 参考文献:

- [1] HOLFORT I K, GRAN F, JENSEN J A. P2B-12 Minimum variance Beamforming for high frame-rate ultrasound imaging [C/OL] // IEEE Ultrasonics Symposium, New York, October 28-31, 2007 [2007-12-26]. [http://ieeexplore.ieee.org/search/srchabstract.jsp?tp=&arnumber=4409961&queryText=3DMinimum+variance+Beamforming+for+high+frame+rate+ultrasound+imaging%26openedRefinements%3D\\*%26searchField%3DSearch+All](http://ieeexplore.ieee.org/search/srchabstract.jsp?tp=&arnumber=4409961&queryText=3DMinimum+variance+Beamforming+for+high+frame+rate+ultrasound+imaging%26openedRefinements%3D*%26searchField%3DSearch+All).
- [2] WAN Y Y, EBBINII E S. Imaging with concave large-aperture therapeutic ultrasound arrays using conventional synthetic-aperture beamforming[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2008, 55(8): 1705-1718.
- [3] GUENTHER D A, WALKER W F. Optimal apodization design for medical ultrasound using constrained least squares part I: theory [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2007, 54(2): 332-342.
- [4] GUENTHER D A, WALKER W F. Optimal apodization design for medical ultrasound using constrained least squares part II: Simulation results [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2007, 54(2): 343-358.
- [5] SYNNEVAG J F, AUSTENG A, HOLM S. Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2007, 54(8): 1606-1613.
- [6] 彭虎. 超声成像算法导论[M]. 合肥: 中国科技大学出版社, 2008.
- [7] 冯若. 超声手册[M]. 南京: 南京大学出版社, 1999.
- [8] 杜春宁. 超声成像数字波束形成算法研究[D]. 合肥: 中国科技大学, 2007.
- [9] 许雪莹, 葛剑敏, 刘镇清. 线阵换能器阵元宽度对半功率点宽度的影响[J]. 声学技术, 2005, 24(1): 61-63. XU XUE-YING, GE JIAN-MIN, LIU ZHENG-QING. Effect of linear phase array element width on -3dB main lobe width[J]. Technical Acoustics, 2005, 24(1): 61-63.
- [10] 唐浩漾, 齐长远, 赵健, 等. 子孔径相关算法研究[J]. 西北大学学报, 2005(12), 35(6): 720-722. TANG HAO-YANG, QI CHANG-YUAN, ZHAO JIAN, et al. A study on map drift autofocus algorithm[J]. Journal of Northwest University, 2005, 35(6): 720-722.
- [11] ASL B M, MAHLOOJIFAR A. Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009(9), 56(9): 1923-1931.
- [12] DAHER N M, YEN J T. 2-D array for 3-D ultrasound imaging using synthetic aperture techniques[J]. IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control, 2006, 53(5): 912-924.
- [13] 左月萍, 孙肖子, 黄宇星. 超声波声场的计算方法[J]. 西安电子科技大学学报, 2000, 27(4): 419-423. ZUO YUE-PING, SUN XIAO-ZI, HUANG YU-XING. The method for calculating the ultrasound field[J]. Journal of Xidian University, 2000, 27(4): 419-423.
- [14] HERGUM T, LANGELAND S, REMME E W, et al. Fast ultrasound imaging simulation in K-space [J]. IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control, 2009, 56(6): 1159-1167.
- [15] VIGNON F, BURCHER M R. Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2008, 55(3): 619-628.
- [16] NILSEN C I C, HAFIZOVIC I. Beam-space adaptive beamforming for ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(10): 2187-2197.